

Document made available under the Patent Cooperation Treaty (PCT)

International application number: PCT/FR04/003395

International filing date: 28 December 2004 (28.12.2004)

Document type: Certified copy of priority document

Document details: Country/Office: FR
Number: 0315556
Filing date: 30 December 2003 (30.12.2003)

Date of receipt at the International Bureau: 18 March 2005 (18.03.2005)

Remark: Priority document submitted or transmitted to the International Bureau in compliance with Rule 17.1(a) or (b)



World Intellectual Property Organization (WIPO) - Geneva, Switzerland
Organisation Mondiale de la Propriété Intellectuelle (OMPI) - Genève, Suisse



BREVET D'INVENTION

CERTIFICAT D'UTILITÉ - CERTIFICAT D'ADDITION

COPIE OFFICIELLE

Le Directeur général de l'Institut national de la propriété industrielle certifie que le document ci-annexé est la copie certifiée conforme d'une demande de titre de propriété industrielle déposée à l'Institut.

Fait à Paris, le 03 JAN. 2005

Pour le Directeur général de l'Institut
national de la propriété industrielle
Le Chef du Département des brevets

Martine PLANCHE

INSTITUT
NATIONAL DE
LA PROPRIÉTÉ
INDUSTRIELLE

SIEGE
26 bis, rue de Saint-Petersbourg
75800 PARIS cedex 08
Téléphone : 33 (0)1 53 04 53 04
Télécopie : 33 (0)1 53 04 45 23
www.inpi.fr





26 bis, rue de Saint Pétersbourg - 75800 Paris Cedex 08

Pour vous informer : INPI DIRECT

N° Indigo 0 825 83 85 87

0,15 € TTC/mn

Télécopie : 33 (0)1 53 04 52 65

Réservé à l'INPI

BREVET D'INVENTION CERTIFICAT D'UTILITÉ

Code de la propriété intellectuelle - Livre VI



N° 11354*03

REQUÊTE EN DÉLIVRANCE

page 1/2

BR1

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

08 540 0111 / 030103

REMISE DES PIÈCES

DATE

LIEU

30 DEC 2003

75 INPI PARIS 34 SP

N° D'ENREGISTREMENT

NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI

0315556

DATE DE DÉPÔT ATTRIBUÉE

PAR L'INPI

30 DEC. 2003

1 NOM ET ADRESSE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE À QUI LA CORRESPONDANCE DOIT ÊTRE ADRESSÉE

Cabinet REGIMBEAU
20, rue de Chazelles
75847 PARIS CEDEX 17
FRANCE

Vos références pour ce dossier

(facultatif)

240735 D21383 MAA

Confirmation d'un dépôt par télécopie

☐ N° attribué par l'INPI à la télécopie

2 NATURE DE LA DEMANDE

Demande de brevet

Demande de certificat d'utilité

Demande divisionnaire

Demande de brevet initiale

ou demande de certificat d'utilité initiale

Transformation d'une demande de
brevet européen *Demande de brevet initiale*

Cochez l'une des 4 cases suivantes

☒☐☐

N°

Date

N°

Date

☐

N°

Date

3 TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum)

DISPOSITIF DE TRAITEMENT D'UN VOLUME DE TISSU BIOLOGIQUE PAR HYPERTHERMIE LOCALISEE

4 DÉCLARATION DE PRIORITÉ

OU REQUÊTE DU BÉNÉFICE DE

LA DATE DE DÉPÔT D'UNE

DEMANDE ANTÉRIEURE FRANÇAISE

Pays ou organisation

Date

N°

Pays ou organisation

Date

N°

Pays ou organisation

Date

N°

☐ S'il y a d'autres priorités, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»

5 DEMANDEUR (Cochez l'une des 2 cases)

☒ Personne morale

☐ Personne physique

Nom

ou dénomination sociale

Prénoms

Forme juridique

N° SIREN

Code APE-NAF

Domicile

ou

siège

Rue

Code postal et ville

Pays

Nationalité

N° de téléphone (facultatif)

Adresse électronique (facultatif)

IMAGE GUIDED THERAPY

440158822

SCIENTIFIQUE UNITEC 1/2 ALLEE DU DOYEN G BRUS PARC
33600 PESSAC

FRANCE

Française

N° de télécopie (facultatif)

☐ S'il y a plus d'un demandeur, cochez la case et utilisez l'imprimé «Suite»
Remplir impérativement la 2^{ème} page

BREVET D'INVENTION
CERTIFICAT D'UTILITÉ
REQUÊTE EN DÉLIVRANCE
 page 2/2

BR2

Réservé à l'INPI

REMISE DES PIÈCES

DATE

30 DEC 2003

LIEU

75 INPI PARIS 34 SP

N° D'ENREGISTREMENT

0315556

NATIONAL ATTRIBUÉ PAR L'INPI

DB 540 W / 030103

| | | |
|--|---|--|
| 6 MANDATAIRE (s'il y a lieu) Nom _____ Prénom _____ Cabinet ou Société _____ N° de pouvoir permanent et/ou de lien contractuel _____ Adresse Rue _____ Code postal et ville _____ Pays _____ N° de téléphone (facultatif) _____ N° de télécopie (facultatif) _____ Adresse électronique (facultatif) _____ | | 240735 MAA Cabinet REGIMBEAU 20, rue de Chazelles 75847 PARIS CEDEX 17 01 44 29 35 00 01 44 29 35 99 info@regimbeau.fr |
| 7 INVENTEUR (S) Les inventeurs sont nécessairement des personnes physiques <input type="checkbox"/> Oui <input checked="" type="checkbox"/> Non : Dans ce cas remplir le formulaire de Désignation d'inventeur(s) | | |
| 8 RAPPORT DE RECHERCHE Uniquement pour une demande de brevet (y compris division et transformation) Établissement immédiat ou établissement différé <input checked="" type="checkbox"/> Établissement immédiat <input type="checkbox"/> Établissement différé Paiement échelonné de la redevance (en deux versements) <input type="checkbox"/> Oui <input type="checkbox"/> Non | | |
| 9 RÉDUCTION DU TAUX DES REDEVANCES Uniquement pour les personnes physiques <input type="checkbox"/> Requête pour la première fois pour cette invention (joindre un avis de non-imposition) <input type="checkbox"/> Obtenue antérieurement à ce dépôt pour cette invention (joindre une copie de la décision d'admission à l'assistance gratuite ou indiquer sa référence): AG [] [] [] [] [] | | |
| 10 SÉQUENCES DE NUCLEOTIDES ET/OU D'ACIDES AMINÉS <input type="checkbox"/> Cochez la case si la description contient une liste de séquences | | |
| Le support électronique de données est joint <input type="checkbox"/> La déclaration de conformité de la liste de séquences sur support papier avec le support électronique de données est jointe <input type="checkbox"/> Si vous avez utilisé l'imprimé «Suite», indiquez le nombre de pages jointes _____ | | |
| 11 SIGNATURE DU DEMANDEUR OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire) | VISA DE LA PRÉFECTURE OU DE L'INPI M. ROCHET | |

L'invention concerne un dispositif de traitement de tissus biologiques par hyperthermie localisée.

Plus précisément, l'invention concerne un dispositif pour traiter une tumeur et obtenir son altération par l'application d'ondes radiofréquences.

5 Le traitement des tumeurs malignes est généralement réalisé par chirurgie (résection), par l'administration d'agents chimiques délétères globaux (chimiothérapie) et/ou locaux (injection d'éthanol par exemple), ou encore par destruction à l'aide de moyens physiques de la tumeur. La destruction à l'aide de moyens physiques consiste à soumettre la zone
10 cancéreuse à un rayonnement (radiothérapie) ou à un chauffage (thermothérapie) destiné à altérer de manière irréversible le métabolisme des cellules cancéreuses.

Les techniques de thérapie par hyperthermie localisée offrent de nombreux avantages. Notamment, elles sont moins traumatisantes pour le
15 malade et semblent présenter une efficacité comparable aux actes chirurgicaux.

Ces techniques consistent à provoquer une élévation de température pendant une durée de quelques minutes (typiquement de 20°C à 40°C pendant 10 à 20 minutes) dans la zone à traiter, cette élévation
20 étant suffisante pour induire une nécrose par coagulation (mort cellulaire immédiate) et/ou par apoptose (mort cellulaire retardée).

Il est couramment admis par les praticiens spécialistes du traitement des tumeurs (chirurgiens, radiologues, radiothérapeutes, oncologues) qu'une marge de sécurité de l'ordre de 1 centimètre autour du
25 volume englobant la tumeur est nécessaire pour obtenir une élimination fiable de la tumeur et réduire les risques de récurrence.

La technique de référence pour le traitement percutané des tumeurs du foie dont le diamètre n'excède pas 3 cm est l'ablation par radiofréquences (RF). A ce jour, c'est la seule technique alternative à la
30 chirurgie qui permette une destruction cellulaire efficace sur un volume tissulaire aussi important, tout en gardant des durées de traitement raisonnables pour le patient (typiquement quelques dizaines de minutes).

Ces techniques d'hyperthermie localisée sont généralement préférées aux techniques d'injection d'agents chimiques délétères locaux car elles permettent d'obtenir des lésions dont les formes et les dimensions sont plus reproductibles.

- 5 L'hyperthermie localisée par RF est généralement mise en œuvre par l'application d'une tension alternative entre une électrode implantée dans le tissu à proximité de la région cible et une électrode de retour externe sous la forme d'une plaque dissipative de grande surface positionnée sur la peau. Les courants produits dans le tissu induisent une
10 élévation de température létale pour les cellules cancéreuses localisées à proximité de l'électrode implantée dans le tissu.

La principale limitation de l'efficacité du traitement est due au volume maximal qu'il est possible de traiter. Différentes solutions techniques ont été proposées pour augmenter ce volume :

- 15 - Le refroidissement des électrodes (comme proposé notamment dans les documents WO02/056782 et US 6 059 780). Cette technique permet de refroidir la surface de l'électrode implantée dans le tissu et d'éviter la dessiccation des tissus en contact immédiat avec l'électrode. La dessiccation induit une augmentation importante de l'impédance du tissu,
20 ce qui diminue l'intensité du courant produit. Il s'ensuit que le dépôt d'énergie dans les tissus est beaucoup plus faible et l'efficacité du traitement affectée. L'utilisation du refroidissement de l'aiguille permet donc d'éviter cet effet de dessiccation et favorise le dépôt d'énergie.

- L'augmentation de la conduction électrique des tissus par injection
25 de substances électriquement conductrices (comme proposé notamment dans le document EP 0 714 635). Cette technique permet de maintenir une excellente conductivité électrique des tissus traités et d'allonger la durée du dépôt d'énergie. L'augmentation de température est donc plus étendue dans l'espace, ce qui permet d'augmenter le volume de traitement à l'aide
30 d'une seule électrode.

- L'emploi d'aiguilles déployables de grande dimension (comme proposé notamment dans les documents US 5 951 547, US 6 059 780, US 5 827 276, WO 02/22032 ou WO 98/52480). Ces dispositifs de traitement

comprennent une aiguille dont la surface de contact avec le tissu est augmentée en déployant un ou plusieurs éléments latéraux en forme de baleine de parapluie. Un avantage de ces « aiguilles déployables » est qu'elles ne nécessitent qu'une seule incision pour la mise en place des
5 éléments actifs. Cependant, un inconvénient de ces aiguilles est qu'il faut généralement disposer d'un grand nombre d'éléments actifs pour obtenir une ablation uniforme sur un volume important. En effet, la distribution locale de température est liée au nombre et à la disposition géométrique des éléments actifs de l'aiguille, ainsi qu'à la différence de potentiel entre
10 l'aiguille et l'électrode de retour. Si les éléments sont trop écartés ou trop peu nombreux, l'ablation peut être incomplète et/ou la taille de la lésion insuffisante pour assurer un traitement efficace. Or l'utilisation d'un grand nombre d'éléments augmente le risque de déchirure et/ou de perforation du tissu, notamment à proximité des régions sensibles (comme par exemple la
15 vésicule biliaire, le dôme hépatique ou les intestins).

Un autre inconvénient de ces dispositifs est qu'ils provoquent des lésions de forme générale sphérique ou ellipsoïdales et qu'il est très difficile d'ajuster la forme de la lésion à la géométrie de la cible à traiter. Par conséquent, ces aiguilles ne sont pas toujours adaptées à la destruction de
20 certaines tumeurs non sphériques ou localisées à proximité de régions sensibles. Le document US 2002/0072742 (publié le 13 juin 2002) divulgue une aiguille dont les éléments peuvent être déployés ou rétractés indépendamment les uns des autres pour s'adapter à la forme du volume de tissus à traiter. Un générateur radiofréquence alimente un élément rotatif
25 qui distribue successivement le courant à chaque élément de l'aiguille de manière cyclique. L'efficacité du traitement n'est pas optimale, puisque chaque élément est activé séquentiellement.

- L'utilisation d'aiguille bipolaire comprenant deux électrodes, comme décrit dans le document WO02/056782. L'intérêt d'un tel dispositif
30 est de disposer 2 électrodes actives assez proches l'une de l'autre, ce qui permet de concentrer le courant entre les deux électrodes et de réduire la puissance électrique nécessaire pour induire un courant suffisamment important pour produire une élévation de température létale.

Cependant, ces différentes approches ne permettent pas de moduler la forme et les dimensions de la lésion créée, et il est parfois nécessaire de repositionner les aiguilles pour effectuer une ablation supplémentaire recouvrant partiellement celle du premier impact, afin
5 d'obtenir une destruction complète de la tumeur. Un autre problème posé par les dispositifs de traitement par hyperthermie en général est que les caractéristiques électriques du tissu influent sur le courant induit par les électrodes et donc sur l'élévation de température produite pour une différence de potentiel donnée.

10 Un but de l'invention est de fournir un dispositif de traitement volumique par hyperthermie localisée adapté au traitement de différents contours tumoraux.

Un autre but de l'invention est de fournir un dispositif permettant le traitement de tumeurs de volume important (typiquement supérieur à 30
15 cm³).

A cet effet, l'invention propose un dispositif de traitement d'un volume de tissu biologique par hyperthermie localisée, incluant une pluralité d'électrodes percutanées actives, au moins une électrode de retour, et un générateur électrique haute fréquence apte à appliquer une tension
20 alternative entre les électrodes actives et l'électrode de retour, caractérisé en ce que le générateur est apte à alimenter chaque électrode active de manière indépendante des autres, de sorte que les paramètres de la tension appliquée par chaque électrode active puissent être ajustés de manière indépendante.

25 L'expression « percutanée » signifie que les électrodes actives sont aptes à être introduites en profondeur dans le tissu à traiter. Elles nécessitent donc une effraction tissulaire lors de leur mise en place au sein du tissu.

Les électrodes actives peuvent être alimentées de manière
30 indépendante de sorte qu'il est possible de contrôler la distribution locale du courant au sein du volume cible par le dispositif, de manière à pouvoir ajuster les dimensions et la forme de la lésion créée.

En particulier, l'amplitude et le déphasage des tensions appliquées aux électrodes peuvent être choisis pour générer des courants entre les électrodes actives et ainsi, à partir d'un nombre limité d'électrodes, obtenir une couverture uniforme de la zone à traiter.

- 5 Avec le dispositif de l'invention, il est par conséquent possible de traiter des tumeurs de volume important avec un nombre limité d'électrodes actives.

En outre, le choix des amplitudes et déphasages des tensions appliquées aux électrodes actives permet une flexibilité du traitement. Le
10 dispositif offre aux praticiens la possibilité d'effectuer un dépôt d'énergie dont la localisation dans le volume peut être ajustée ou modifiée sans nécessairement avoir recours à des repositionnements multiples d'électrodes, limitant ainsi les effractions tissulaires (diminution des risques de dissémination des cellules tumorales).

- 15 Les différents paramètres qui influent sur la distribution locale de température sont:

- les caractéristiques thermiques du tissu traité (diffusion thermique, flux sanguin, perfusion),
- la densité locale du courant, qui est fonction des caractéristiques
20 électriques du tissu (conduction électrique), de la configuration des électrodes (nombre et disposition dans l'espace), ainsi que des tensions appliquées entre les différentes électrodes.

Selon une mise en œuvre préférée de l'invention, le dispositif de traitement comprend une pluralité d'électrodes actives disposées selon un
25 cylindre autour d'une électrode de retour.

La configuration cylindrique proposée permet de diminuer l'impédance entre les électrodes par rapport aux dispositifs utilisés actuellement dans lesquels l'électrode de retour est à distance de la région cible (électrode cutanée de grande surface). Par conséquent, la (les)
30 tension(s) à appliquer pour générer un courant suffisant entre les électrodes est (sont) moins importante(s) que dans le cas des dispositifs conventionnels à électrode cutanée.

La puissance électrique nécessaire est réduite, ainsi que les risques de destruction des tissus entourant la région cible ou les risques de brûlure cutanée au contact de l'électrode dissipative.

Il est toutefois possible d'ajouter une (ou plusieurs) électrode(s) de retour supplémentaire(s), placée(s) en contact avec la peau, à l'extérieur de la région cible. L'intérêt de cette disposition est de pouvoir privilégier une direction de propagation du courant électrique pendant l'intervention. En effet, l'électrode de retour centrale permet d'augmenter la densité spatiale du courant électrique à l'intérieur du volume défini par les électrodes actives (propagation centripète) et d'augmenter la température sélectivement dans la région cible. Au contraire, l'électrode de retour externe à la région traitée favorise la propagation centrifuge du courant vers l'extérieur du même volume, ce qui permet d'augmenter le volume traité.

L'utilisation de cette électrode externe permet donc de traiter la zone périphérique de la région cible, qui est un facteur critique dans l'obtention d'une marge de sécurité suffisante pour assurer un traitement efficace. Ces deux électrodes de retour peuvent être connectées simultanément (propagations centrifuges et centripètes simultanément) ou alternativement.

Lorsqu'elles sont connectées simultanément, la puissance thermique déposée est dissipée sur un plus grand volume que si elles sont connectées alternativement. La connexion simultanée augmente la durée d'application de radiofréquences à puissance déposée identique. Un compromis peut être choisi par l'opérateur ou l'algorithme gérant la génération des signaux, en fonction du volume de la région à traiter.

Un autre avantage de la configuration cylindrique (électrode de retour au centre du cylindre sur lequel sont distribuées régulièrement les électrodes actives) est de limiter de manière simple le choix des amplitudes et des phases. En effet, le choix des amplitudes permet de contrôler le dépôt d'énergie entre chaque électrode active et l'électrode de retour centrale, alors que les déphasages permettent de contrôler le dépôt d'énergie entre chaque électrode active et ses 2 plus proches voisines.

L'invention est adaptée à la mise en oeuvre d'un procédé de traitement d'un volume de tissu biologique par hyperthermie localisée, comprenant les étapes consistant à :

- disposer une pluralité d'électrodes percutanées actives et au moins une électrode de retour au sein du tissu à traiter,
- appliquer une tension alternative entre les électrodes actives et l'électrode de retour au moyen d'un générateur électrique haute fréquence, caractérisé en ce que, chaque électrode active étant alimentée de manière indépendante des autres, le procédé comprend également l'étape consistant à ajuster les paramètres de la tension appliquée à chaque électrode active.

L'étape consistant à ajuster les paramètres de la tension appliquée à chaque électrode active comprend la détermination et le réglage des amplitudes V_i et/ou des phases Φ_i des tensions appliquées aux électrodes.

- 15 Dans une mise en oeuvre préférée de ce procédé, la détermination des phases Φ_i des tensions appliquées aux électrodes est réalisée selon les étapes consistant à :

- définir, pour deux électrodes i et j, des valeurs des amplitudes V_i et V_j des tensions qui leur sont respectivement appliquées et une différence de potentiels souhaitée Δ entre les électrodes i et j,
- en déduire un déphasage Φ_{ij} entre les tensions appliquées aux électrodes i et j selon la loi suivante :

$$\Phi_{ij} = a \cos \left(\frac{V_i^2 + V_j^2 - \Delta^2}{2V_i \cdot V_j} \right)$$

- 25 D'autres caractéristiques et avantages ressortiront encore de la description qui suit, laquelle est purement illustrative et non limitative et doit être lue en regard des figures annexées parmi lesquelles :

- la figure 1 représente de manière schématique un dispositif de traitement multipolaire conforme à l'invention,

- la figure 2 représente de manière schématique un mode de mise en œuvre du dispositif de l'invention dans lequel les électrodes actives sont disposées individuellement dans le tissu à traiter,

5 - la figure 3 représente de manière schématique un mode de mise en œuvre du dispositif de l'invention dans lequel les électrodes actives sont déployées à partir d'une aiguille, limitant ainsi le nombre d'effractions tissulaires nécessaires pour positionner les différentes électrodes,

- la figure 4 représente de manière schématique un dispositif conforme à l'invention comprenant 2 électrodes actives et 1 électrode de
10 retour,

- la figure 5 représente les répartitions spatiales de dépôt d'énergie dans le tissu traité en fonction des tensions appliquées aux électrodes du dispositif de la figure 4,

- la figure 6 représente de manière schématique une disposition
15 d'électrodes permettant d'obtenir une nécrose tissulaire homogène,

- les figures 7A, 7B et 7C représentent de manière schématique les répartitions spatiales d'énergie pour un dispositif comprenant respectivement 3, 4 et 5 électrodes actives, lorsque les amplitudes des tensions appliquées à chaque électrode sont identiques,

20 - la figure 8 est un tableau illustrant différentes répartitions spatiales de dépôt d'énergie pouvant être obtenues en appliquant des tensions d'alimentation présentant des amplitudes identiques et en ajustant les déphasages entre électrodes,

- la figure 9 est un tableau illustrant les différentes formes de
25 nécrose pouvant être générées avec un dispositif comportant 6 électrodes actives et 1 électrode de retour, en ajustant les déphasages des tensions entre les électrodes et en connectant/déconnectant certaines électrodes.

Sur la figure 1, le dispositif de traitement comprend un générateur multivoies 100 comprenant des moyens de génération de tensions
30 sinusoïdales multivoies 20 commandables en amplitude et en déphasage et des moyens d'amplification 30 des tensions ainsi générées. Le générateur comprend également des moyens de mesure 40 des caractéristiques électriques de chaque voie (tension et courant fournis), des moyens de

commande 50 pour en fonction des caractéristiques électriques mesurées commander les moyens de génération de tension 20 pour ajuster la puissance fournie par chaque voie.

Le dispositif de traitement comprend en outre une pluralité
5 d'électrodes transcutanées actives 1 à 8 implantées dans une zone cible 70 de tissu biologique à traiter et des électrodes de retour transcutanées 110 et 120 également implantées à proximité de la zone cible 70. Chaque électrode active 1 à 8 est connectée à l'une des voies du générateur multivoies 100 et est alimentée en tension indépendamment des autres
10 électrodes. Les électrodes de retour 110 et 120 sont reliées à la voie de référence (masse flottante) du générateur 100.

Un ensemble d'interrupteurs 60 permet de connecter ou de déconnecter chacune des électrodes 1 à 8, 110 et 120 indépendamment les unes des autres. Les interrupteurs peuvent être commandés de manière
15 manuelle et/ou automatique (par exemple par un système de relais électromécaniques).

Le dispositif de traitement de la figure 1 constitue un dispositif de traitement multipolaire dans la mesure où les électrodes sont commandées simultanément et indépendamment les unes des autres.

20 Les figures 2 et 3 représentent de manière schématique deux modes possibles de mise en œuvre de l'invention.

Selon le mode de mise en œuvre représenté sur la figure 2, les électrodes actives 1 à 8 et l'une des électrodes de retour 120 sont implantées séparément dans le volume 70 de tissu à traiter. L'implantation
25 de chaque électrode nécessite une incision et les électrodes peuvent être disposées les unes par rapport aux autres selon une multitude de configurations. Sur cette figure, l'autre électrode de retour se présente sous la forme d'une plaque dissipative disposée sur la surface du tissu à traiter.

Selon le mode de mise en œuvre représenté sur la figure 3, les
30 électrodes actives 1 à 8 et l'une des électrodes de retour 120 sont implantées au moyen d'une aiguille 200 à partir de laquelle les électrodes sont déployées. Sur cette figure également, l'autre électrode de retour 110

se présente sous la forme d'une plaque dissipative disposée sur la surface du tissu à traiter.

Sur la figure 4, le dispositif de traitement comprend un générateur multivoies 100 dont deux voies sont connectées à deux électrodes percutanées actives 1 et 2 et la voie de référence est connectée à une électrode percutanée de retour 120. Les trois électrodes 1, 2 et 120 sont implantées dans le volume de tissu 70 à traiter selon une configuration en triangle équilatéral.

Les électrodes actives 1 et 2 sont alimentées par le générateur 100 avec des tensions respectives d'amplitude V_1 et V_2 et des déphasages Φ_1 et Φ_2 . On a donc :

$$V_1(t) = V_1 \cdot \sin(\omega t + \Phi_1)$$

$$V_2(t) = V_2 \cdot \sin(\omega t + \Phi_2)$$

$V_{120}(t) = V_0$, V_0 étant le potentiel de référence de l'électrode de retour 120 (généralement, et par convention dans cet exemple, $V_0 = 0$)

La figure 5 illustre les répartitions spatiales de dépôt d'énergie (représentées par des ellipses) dans le tissu traité 70 lorsque $V_1 = V_2$ et lorsqu'il n'existe aucun déphasage entre les électrodes actives ($\Phi_1 = \Phi_2$) (répartition A) ou lorsqu'il existe un déphasage entre les électrodes actives ($\Phi_1 \neq \Phi_2$) (répartition B). Cette figure illustre également les formes de nécrose obtenues dans chaque cas.

Le dispositif de la figure 5 est particulièrement simple et peu coûteux, il ne met en œuvre que deux électrodes actives 1 et 2 ainsi qu'un générateur à deux voies d'alimentation.

La figure 6 représente un mode de mise en œuvre préféré de l'invention dans lequel le dispositif de traitement comprend une pluralité d'électrodes actives percutanées 1 à N réparties selon un cylindre et espacées régulièrement, et une électrode de retour 120 percutanée disposée au centre du cylindre.

De manière avantageuse, les électrodes actives percutanées sont au nombre de six ($N=6$), de sorte que la distance entre deux électrodes

actives successives est égale à la distance entre une électrode active et l'électrode centrale de retour. L'utilisation d'une disposition géométrique symétrique autour de l'électrode de retour 120 permet de favoriser l'obtention d'une répartition uniforme de la température dans la région cible tout en utilisant un nombre restreint d'électrodes.

Il s'ensuit que si l'on considère que les caractéristiques électriques du tissu sont homogènes dans toute la région cible 70, les impédances entre chaque électrode 1 à N et l'électrode de retour 120 seront sensiblement égales.

L'application d'une tension identique sur chaque électrode active 1 à N génère un courant similaire entre chaque électrode active et l'électrode centrale de retour 120.

Un autre avantage de cette disposition cylindrique est de diminuer l'impédance entre les électrodes par rapport aux systèmes utilisés actuellement dans lesquels l'électrode de retour est à distance de la région cible (plaque de grande surface). Le dépôt d'énergie est par conséquent confiné au sein de la région cible. La (les) tension(s) à appliquer pour générer un courant suffisant entre les électrodes est (sont) donc moins importante(s) que dans la configuration conventionnelle, ce qui réduit la puissance électrique nécessaire, ainsi que les risques de destruction des tissus entourant la région cible ou de brûlure au contact de l'électrode dissipative cutanée.

Les figures 7A, 7B et 7C représentent de manière schématique les répartitions spatiales d'énergie pour un dispositif comprenant respectivement N=3, 4 et 5 électrodes actives disposées selon un cylindre, lorsque les amplitudes et les déphasages des tensions appliquées à chaque électrode active sont identiques.

La figure 8 est un tableau illustrant différentes répartitions spatiales de dépôt d'énergie pouvant être obtenues en ajustant le déphasage des tensions entre électrodes pour un dispositif comprenant 5 électrodes actives (configurations C et D) et un dispositif comprenant 6 électrodes actives (configurations E et F) réparties de manière régulière selon un cylindre centré sur l'électrode de retour. Dans ce tableau, la colonne (a) indique la

configuration considérée, la colonne (b) indique le déphasage de la tension appliquée à chaque électrode i , la colonne (c) représente la répartition spatiale du courant généré entre les électrodes et la colonne (d) représente la distribution du chauffage obtenu.

5 Selon la configuration C, les cinq électrodes actives sont alimentées avec des tensions présentant des amplitudes et des déphasages identiques. Les courants générés dans le tissu à traiter sont localisés entre chaque électrode active et l'électrode de retour. Il s'ensuit que la distribution spatiale d'énergie déposée dans le tissu présente globalement la forme
10 d'une étoile à cinq branches centrée sur l'électrode de retour et dont chaque branche s'étend vers l'une des électrodes actives.

 Selon la configuration D, les cinq électrodes actives sont alimentées avec des tensions présentant des amplitudes identiques. Trois des électrodes actives sont alimentées avec des tensions présentant des
15 déphasages nuls et les deux autres sont alimentées avec des tensions présentant des déphasages de $\pi/3$. Les courants générés dans le tissu à traiter sont localisés entre chaque électrode active et l'électrode de retour d'une part, et entre les électrodes actives successives, excepté les électrodes actives successives qui sont alimentées avec des tensions
20 présentent des déphasages nuls. Il s'ensuit que la distribution spatiale d'énergie déposée dans le tissu présente globalement la forme d'un pentagone incomplet.

 Selon la configuration E, les six électrodes actives sont alimentées avec des tensions présentant des amplitudes et des déphasages
25 identiques. Les courants générés dans le tissu à traiter sont localisés entre chaque électrode active et l'électrode de retour. Il s'ensuit que la distribution spatiale d'énergie déposée dans le tissu présente globalement la forme d'une étoile à six branches centrée sur l'électrode de retour et dont chaque branche s'étend vers l'une des électrodes actives.

30 Selon la configuration F, les six électrodes actives sont alimentées avec des tensions présentant des amplitudes identiques. Les électrodes sont alimentées avec des tensions présentant alternativement des

déphasages nuls et des déphasages de $\pi/3$. Les courants générés dans le tissu à traiter sont localisés entre chaque électrode active et l'électrode de retour d'une part, et entre les électrodes actives successives. Il s'ensuit que la distribution spatiale d'énergie déposée dans le tissu présente globalement la forme d'un hexagone. Cette configuration favorise une forte densité spatiale de courant dans l'espace inter électrodes. Le nombre pair d'électrodes permet d'appliquer des déphasages identiques entre deux électrodes actives successives. Au contraire, un nombre impair d'électrodes interdit cette configuration, sauf si la phase entre deux électrodes actives successives est égal à $2\pi/N$ (ici, $N=5$). Cependant, cela fixe le déphasage et il n'est plus possible de moduler la tension maximale entre deux électrodes actives consécutives..

La figure 9 est un tableau illustrant différentes répartitions spatiales de dépôt d'énergie pouvant être obtenues en ajustant le déphasage des tensions entre électrodes pour un dispositif comprenant six électrodes. Les six électrodes sont disposées selon un cylindre centré sur une électrode de retour et éventuellement une électrode de retour supplémentaire sous la forme d'une plaque conductrice cutanée. Les électrodes 1 à 6 sont alimentées avec des tensions présentant des amplitudes identiques. La colonne (b) indique le déphasage de la tension appliquée à chaque électrode i , la colonne (c) représente la répartition spatiale du courant généré entre les électrodes, la colonne (d) représente la distribution du chauffage et la colonne (e) représente la forme de la nécrose obtenue.

Avec la configuration F (déphasages successifs $0, \pi/3$), la forme de la nécrose obtenue est plus circulaire (cas idéal) qu'avec la configuration E.

Cette configuration peut être obtenue avec un générateur à deux voies d'alimentation en connectant trois électrodes actives sur chaque voie du générateur. De manière avantageuse, les tensions appliquées peuvent être déphasées entre elles de $\pi/3$. Il suffit alors de raccorder les électrodes actives impaires (1,3 et 5) à l'une des voies et les électrodes actives paires (2, 4 et 6) à l'autre voie. Ce système est donc plus simple et moins coûteux

à réaliser qu'un système à six voies indépendantes, bien qu'il offre moins de flexibilité.

Avec la configuration G (déphasages successifs $0, \pi$), la tension entre chaque électrode active est deux fois plus importante qu'entre chaque
5 électrode et l'électrode de retour (ellipses grisées). Par conséquent, le dépôt d'énergie est essentiellement distribué sur un anneau contenant les 6 électrodes actives.

Avec la configuration H (identique à la configuration F mais avec échange des tensions appliquées pour les électrodes 4 et 5), la distribution
10 de température est identique à celle de la configuration F, excepté entre les électrodes 3, 4 et 5, 6 dont les tensions sont identiques.

Avec la configuration P (identique à la configuration F, avec déconnexion des électrodes 3 et 4), la distribution de température est identique à celle de la configuration F pour les électrodes 1, 2, 5, 6 et est
15 nulle autour des électrodes 3 et 4.

Avec la configuration Q (identique à la configuration F, avec en plus une plaque dissipative externe), la distribution de température est identique à celle de la configuration F, mais est plus étendue vers l'extérieur du cylindre formé par les électrodes actives. Cette configuration permet
20 d'augmenter le volume extérieur de la région traitée et de générer une marge de sécurité.

Au vu de la figure 9, on comprend que le dispositif de l'invention permet de générer à partir d'un nombre donné d'électrodes organisées selon une certaine configuration, une multiplicité de formes de nécroses.

25 En fonction de la forme de la tumeur et des caractéristiques du tissu, il est possible de réaliser une ablation en appliquant une séquence de configurations successives. La combinaison des configurations permet de moduler plus précisément encore la forme de la nécrose générée.

Le nombre d'électrodes actives peut également être modifié en
30 connectant ou déconnectant certaines de ces électrodes.

De manière générale, si chaque électrode i est soumise à un potentiel $V_i(t)$ de la forme :

$$V_i(t) = V_i \cdot \sin(\omega t + \Phi_i) \quad [1]$$

la différence de potentiels entre les électrodes i et j vaut:

$$5 \quad V_{ij}(t) = V_{ij} \cdot \sin(\omega t + \Phi_{ij}), \text{ avec } V_{ij} \geq 0 \quad [2]$$

où V_{ij} et Φ_{ij} sont respectivement l'amplitude et le déphasage de la tension générée entre les électrodes i et j ,

avec :

$$V_{ij} = \sqrt{V_i^2 + V_j^2 - 2V_i \cdot V_j \cdot \cos(\Phi_i - \Phi_j)}, \text{ où } V_{ij} \in [|V_j - V_i|, V_i + V_j] \quad [3]$$

$$10 \quad \Phi_{ij} = \alpha \tan\left(\frac{V_j \sin \Phi_j - V_i \sin \Phi_i}{V_j \cos \Phi_j - V_i \cos \Phi_i}\right) \quad [4]$$

Dans le cas où les potentiels V_i et V_j sont identiques, la différence de potentiels V_{ij} peut être ajustée entre 0 et $2V_i$, en fonction de la différence de phase. Il est ainsi possible de favoriser le dépôt local d'énergie entre ces deux électrodes, puisque la tension V_{ij} peut être jusqu'à deux fois plus importante que la tension entre chaque électrode active et l'électrode de retour (V_i, V_j).

Si le déphasage est égal à 0 (dispositifs conventionnels à une seule voie d'alimentation), les différences de potentiels entre toutes les électrodes actives sont nulles, quelles que soient les tensions V_i et V_j .

20 Si le déphasage est égal à $\pi/3$ et que les tensions V_i et V_j sont identiques, les différences de potentiels entre toutes les électrodes sont identiques, ce qui améliore l'uniformité du dépôt d'énergie.

Si le déphasage est égal à π et que les tensions V_i et V_j sont identiques, les différences de potentiels entre les électrodes actives sont 25 égales à $2V_i$ et le dépôt d'énergie est plus important entre ces électrodes qu'autour de l'électrode de retour.

L'équation [3] permet de prévoir quelle est la différence de potentiel entre les électrodes i et j , à partir des amplitudes et des phases des potentiels qui leurs sont appliqués. En réécrivant l'équation [3], il est possible de déterminer la différence de phase qui permet d'obtenir une
 5 différence de potentiels voulue Δ entre les électrodes i et j :

$$\Phi_{ij} = a \cos \left(\frac{V_i^2 + V_j^2 - \Delta^2}{2V_i \cdot V_j} \right), \text{ avec } \Delta \in [V_j - V_i, V_i + V_j] \quad [5]$$

Cette formule est applicable quel que soit le nombre d'électrodes, de manière à déterminer les déphasages permettant d'obtenir les différences de potentiel désirées entre les différentes électrodes. Ce choix
 10 d'amplitude et de phase, associé aux électrodes indépendantes, permet d'assurer une plus grande flexibilité du traitement, car il offre au praticien la possibilité d'effectuer un dépôt d'énergie dont la localisation dans l'espace peut être ajustée sans repositionnement des électrodes.

Pour un générateur possédant N voies indépendantes, il est
 15 possible de spécifier N amplitudes et N phases, ce qui conduit à $2N$ valeurs ajustables. Ce nombre de paramètres ajustables offre donc une grande flexibilité en comparaison avec les systèmes générateurs possédant une seule voie. Il est à noter que pour un système possédant N électrodes actives indépendantes et une électrode de retour, le nombre total de
 20 tensions inter électrodes est égal à $\frac{N \cdot (N+1)}{2}$. Le Tableau 1 dresse la liste des variables et des tensions en fonction du nombre d'électrodes actives. Pour un système comportant moins de 3 électrodes, le système est mathématiquement surdimensionné, puisque l'on possède plus de variables que de tensions.

25 Pour un système comportant 3 électrodes, le système est correctement dimensionné puisqu'il existe autant de variables que de tensions. Par contre, pour un système comportant plus de 3 électrodes, le nombre de tensions est supérieur au nombre de variables ajustables et il est donc nécessaire d'effectuer des compromis dans le choix des électrodes
 30 sur lesquelles les tensions seront ajustées. A différence de potentiel égale,

la distribution locale de courant est d'autant plus importante que la distance inter électrodes est faible. Par conséquent, une solution consiste à restreindre le choix des tensions à ajuster aux électrodes les plus proches d'une électrode active déterminée.

5

| Nombre d'électrodes actives | Nombre de variables V_i, Φ_i | Nombre de tensions V_{ij} |
|--------------------------------|--------------------------------------|--------------------------------|
| 2 | 4 | 3 |
| 3 | 6 | 6 |
| 4 | 8 | 10 |
| 5 | 10 | 15 |
| 6 | 12 | 21 |
| 7 | 14 | 28 |
| 8 | 16 | 36 |
| 9 | 18 | 45 |
| 10 | 20 | 55 |

Tableau 1

Pour obtenir un dépôt d'énergie identique entre les électrodes actives, il est nécessaire d'appliquer un déphasage identique entre deux électrodes consécutives. Une solution consiste à alterner la phase entre Δ et 0 dans l'ordre de disposition des électrodes, de sorte que:

10

$$\Phi_i = \Delta \cdot \frac{(1 + (-1)^i)}{2}, \text{ avec } i \in [1, N] \quad [6]$$

Si le nombre d'électrodes actives est impair ($N = 2 \cdot p + 1$, p entier), le premier et le dernier déphasage sont nécessairement identiques (et égaux à 0) et la condition d'alternance n'est pas respectée. La seule solution pour obtenir un déphasage identique entre deux électrodes successives est d'imposer un déphasage total de 2π sur l'ensemble des électrodes. Dans ces conditions, la phase de la i ème électrode est donnée par:

15

$$\Phi_i = \frac{2i\pi}{N} \quad [7]$$

où N est le nombre total d'électrodes actives.

Ceci impose donc le déphasage en fonction du nombre d'électrodes et il n'est plus possible de choisir la valeur des tensions inter électrodes,

5 puisque chaque phase est déterminée..

En revanche, si l'aiguille radiofréquence dispose d'un nombre pair d'électrodes ($N = 2 \cdot p$, p entier), il est possible de fixer un écart de phase identique entre deux électrodes successives pour obtenir la différence de potentiels désirée Δ (équations [5] et [6]).

10 Il est donc préférable que le nombre d'électrodes actives soit pair pour assurer un déphasage ajustable et identique (équation [6]) entre deux électrodes actives successives et pour tirer parti de l'aspect multipolaire.

Une autre possibilité offerte par l'application des radiofréquences à l'aide d'un dispositif multipolaire de l'invention est de pouvoir déconnecter
15 du réseau électrique une ou plusieurs électrode(s) pendant le traitement. Ceci peut être réalisé à l'aide d'interrupteurs manuels ou commandés électroniquement par un système de relais. L'intérêt de ce dispositif est de rendre une électrode inactive en ouvrant le circuit qui la relie à l'électrode de retour ou à une voie du générateur multivoies. L'intérêt est de ne pas induire
20 d'élévation de température à proximité de cette électrode, dans le cas par exemple où elle serait située à proximité d'une région « sensible ».

Des moyens de contrôle du dépôt local d'énergie disponibles sur les appareillages cliniques et reposant sur la mesure d'impédance entre les électrodes ou sur une mesure locale de la température à l'aide de sondes
25 implantées (thermocouples) peuvent également être intégrés dans le dispositif proposé par la présente invention. Par exemple, le dispositif de l'invention peut comprendre des moyens de mesure d'impédance entre électrodes et/ou de mesure de température locale et des moyens pour commander les tensions appliquées par le générateur aux électrodes en
30 fonction des mesures d'impédance et/ou de température réalisées en continu pendant l'application de la radiofréquence.

REVENDEICATIONS

1. Dispositif de traitement d'un volume de tissu biologique par hyperthermie localisée, incluant une pluralité d'électrodes percutanées actives (1-N), au moins une électrode de retour (120), et un générateur électrique haute fréquence (100) apte à appliquer une tension alternative entre les électrodes actives (1-N) et l'électrode de retour (120), caractérisé en ce que le générateur (100) est apte à alimenter chaque électrode active (1-N) de manière indépendante des autres, de sorte que les paramètres de la tension appliquée à chaque électrode active puissent être ajustés de manière indépendante.

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que le générateur électrique (100) comprend des moyens (20) pour ajuster l'amplitude et la phase de la tension appliquée à chaque électrode active (1-N).

3. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé en ce que le générateur est apte à appliquer à deux électrodes actives i et j des tensions présentant des amplitudes respectives V_i et V_j avec un déphasage Φ_{ij} entre les tensions égal à :

$$\Phi_{ij} = a \cos \left(\frac{V_i^2 + V_j^2 - \Delta^2}{2V_i \cdot V_j} \right), \Delta \in [V_j - V_i, V_i + V_j]$$

où Δ est une différence de potentiels souhaitée entre les électrodes i et j, et V_i est l'amplitude de la différence de potentiel entre la i^{ème} électrode et l'électrode de retour.

4. Dispositif selon l'une des revendications qui précèdent, caractérisé en ce que le générateur électrique (100) est un générateur de tension multivoies.

5. Dispositif selon l'une des revendications qui précèdent, caractérisé en ce que le générateur (100) comprend un ensemble d'interrupteurs (60) commandés manuellement ou automatiquement, les

REVENDICATIONS

1. Dispositif de traitement d'un volume de tissu biologique par hyperthermie localisée, incluant une pluralité d'électrodes percutanées actives (1-N), au moins une électrode de retour (120), et un générateur électrique haute fréquence (100) apte à appliquer une tension alternative entre les électrodes actives (1-N) et l'électrode de retour (120), caractérisé en ce que le générateur (100) est muni de voies d'alimentation indépendantes pour alimenter chaque électrode active (1-N) de manière indépendante des autres et comporte des moyens (20) pour ajuster des paramètres de la tension appliquée à chaque électrode.

2. Dispositif selon la revendication 1, caractérisé en ce que le générateur électrique (100) comprend des moyens (20) pour ajuster l'amplitude et la phase de la tension appliquée à chaque électrode active (1-N).

3. Dispositif selon la revendication 2, caractérisé que ce que les moyens (20) pour ajuster l'amplitude et la phase peuvent être réglés pour que le générateur applique à deux électrodes actives i et j des tensions présentant des amplitudes respectives V_i et V_j avec un déphasage Φ_{ij} entre les tensions égal à :

$$\Phi_{ij} = a \cos \left(\frac{V_i^2 + V_j^2 - \Delta^2}{2V_i \cdot V_j} \right), \Delta \in [V_j - V_i, V_i + V_j]$$

où Δ est une différence de potentiels souhaitée entre les électrodes i et j, et V_i est l'amplitude de la différence de potentiel entre la i^{ème} électrode et l'électrode de retour.

4. Dispositif selon l'une des revendications qui précèdent, caractérisé en ce que le générateur électrique (100) est un générateur de tension multivoies.

5. Dispositif selon l'une des revendications qui précèdent, caractérisé en ce que le générateur (100) comprend un ensemble d'interrupteurs (60) commandés manuellement ou automatiquement, les

interrupteurs étant aptes à activer ou désactiver indépendamment l'alimentation d'une ou de plusieurs électrode(s).

6. Dispositif selon l'une des revendications qui précèdent, caractérisé en ce qu'il comprend une pluralité d'électrodes actives (1-N)
5 disposées à égale distance d'une électrode de retour percutanée (120).

7. Dispositif selon l'une des revendications qui précèdent, caractérisé en ce qu'il comprend un nombre pair ($N = 2 \cdot p$, p entier) d'électrodes actives.

8. Dispositif selon les revendications 6 et 7, caractérisé en ce qu'il
10 comprend 6 électrodes actives (1-6) réparties de manière équidistantes selon un cylindre, l'électrode de retour étant disposée au centre du cylindre..

9. Dispositif selon l'une des revendications 6, 7 ou 8, caractérisé en ce que le générateur (100) est apte à fournir des tensions d'alimentation
15 présentant des déphasages alternés entre deux électrodes consécutives.

10. Dispositif selon l'une des revendications 6 ou 7, caractérisé en ce que le générateur (100) est apte à fournir des tensions d'alimentation présentant des déphasages égaux entre deux électrodes successives.

11. Dispositif selon l'une des revendications qui précèdent,
20 caractérisé en ce qu'il comprend une électrode de retour externe (11) additionnelle, notamment sous forme d'une plaque conductrice cutanée.

12. Dispositif selon l'une des revendications qui précèdent, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de mesure d'impédance entre électrodes et/ou des moyens de mesure locale de température et des
25 moyens pour commander les tensions appliquées en fonction des mesures d'impédance et/ou de température réalisées.

13. Procédé de traitement d'un volume de tissu biologique par hyperthermie localisée, comprenant les étapes consistant à :

- disposer une pluralité d'électrodes percutanées actives (1-N) et au
30 moins une électrode de retour (120) au sein du tissu à traiter,

- appliquer une tension alternative entre les électrodes actives (1-N) et l'électrode de retour (120) au moyen d'un générateur électrique haute fréquence (100),

interrupteurs étant aptes à activer ou désactiver indépendamment l'alimentation d'une ou de plusieurs électrode(s).

5 6. Dispositif selon l'une des revendications qui précèdent, caractérisé en ce qu'il comprend une pluralité d'électrodes actives (1-N) disposées à égale distance d'une électrode de retour percutanée (120).

7. Dispositif selon l'une des revendications qui précèdent, caractérisé en ce qu'il comprend un nombre pair ($N = 2 \cdot p$, p entier) d'électrodes actives.

10 8. Dispositif selon les revendications 6 et 7, caractérisé en ce qu'il comprend 6 électrodes actives (1-6) réparties de manière équidistantes selon un cylindre, l'électrode de retour étant disposée au centre du cylindre..

15 9. Dispositif selon l'une des revendications 6, 7 ou 8, caractérisé en ce que le générateur (100) est apte à fournir des tensions d'alimentation présentant des déphasages alternés entre deux électrodes consécutives.

10. Dispositif selon l'une des revendications 6 ou 7, caractérisé en ce que le générateur (100) est apte à fournir des tensions d'alimentation présentant des déphasages égaux entre deux électrodes successives.

20 11. Dispositif selon l'une des revendications qui précèdent, caractérisé en ce qu'il comprend une électrode de retour externe (11) additionnelle, notamment sous forme d'une plaque conductrice cutanée.

25 12. Dispositif selon l'une des revendications qui précèdent, caractérisé en ce qu'il comprend des moyens de mesure d'impédance entre électrodes et/ou des moyens de mesure locale de température et des moyens pour commander les tensions appliquées en fonction des mesures d'impédance et/ou de température réalisées.

caractérisé en ce que, chaque électrode active (1-N) étant alimentée de manière indépendante des autres, le procédé comprend également l'étape consistant à ajuster les paramètres de la tension appliquée à chaque électrode active (1-N).

5 14. Procédé selon la revendication 13, caractérisé en ce que les électrodes actives (1-N) sont disposées selon un cylindre autour de l'électrode de retour percutanée (120).

15 15. Procédé selon la revendication 14, caractérisé en ce que 6 électrodes actives (1-6) sont réparties de manière équidistantes selon un cylindre, l'électrode de retour (120) étant disposée au centre du cylindre.

16. Procédé selon l'une des revendications 13 à 15, caractérisé en ce que l'étape consistant à ajuster les paramètres de la tension appliquée à chaque électrode active (1-N) comprend l'activation et la désactivation indépendante de l'alimentation d'une ou de plusieurs électrode(s).

15 17. Procédé selon l'une des revendications 13 à 16, caractérisé en ce que l'étape consistant à ajuster les paramètres de la tension appliquée à chaque électrode active (1-N) comprend la détermination et le réglage des amplitudes V_i et/ou des phases Φ_i des tensions appliquées aux électrodes.

20 18. Procédé selon la revendication 17, caractérisé en ce que la détermination des phases Φ_i des tensions appliquées aux électrodes (1-N) est réalisée selon les étapes consistant à :

- définir, pour deux électrodes i et j, des valeurs des amplitudes V_i et V_j des tensions qui leur sont respectivement appliquées et une différence de potentiels souhaitée Δ entre les électrodes i et j,

25 - en déduire un déphasage Φ_{ij} entre les tensions appliquées aux électrodes i et j selon la loi suivante :

$$\Phi_{ij} = \arccos \left(\frac{V_i^2 + V_j^2 - \Delta^2}{2V_i \cdot V_j} \right), \Delta \in [V_j - V_i, V_i + V_j].$$

19. Procédé selon la revendication 17, caractérisé en ce que, les électrodes actives (1-N) étant disposées selon un cylindre autour de

l'électrode de retour, le générateur (100) est commandé pour fournir des tensions d'alimentation présentant des déphasages alternés entre deux électrodes consécutives.

20. Procédé selon la revendication 17, caractérisé en ce que, les
- 5 électrodes actives (1-N) étant disposées selon un cylindre autour de l'électrode de retour, le générateur (100) est commandé pour fournir des tensions d'alimentation présentant un déphasage égal entre deux électrodes successives.

1/5

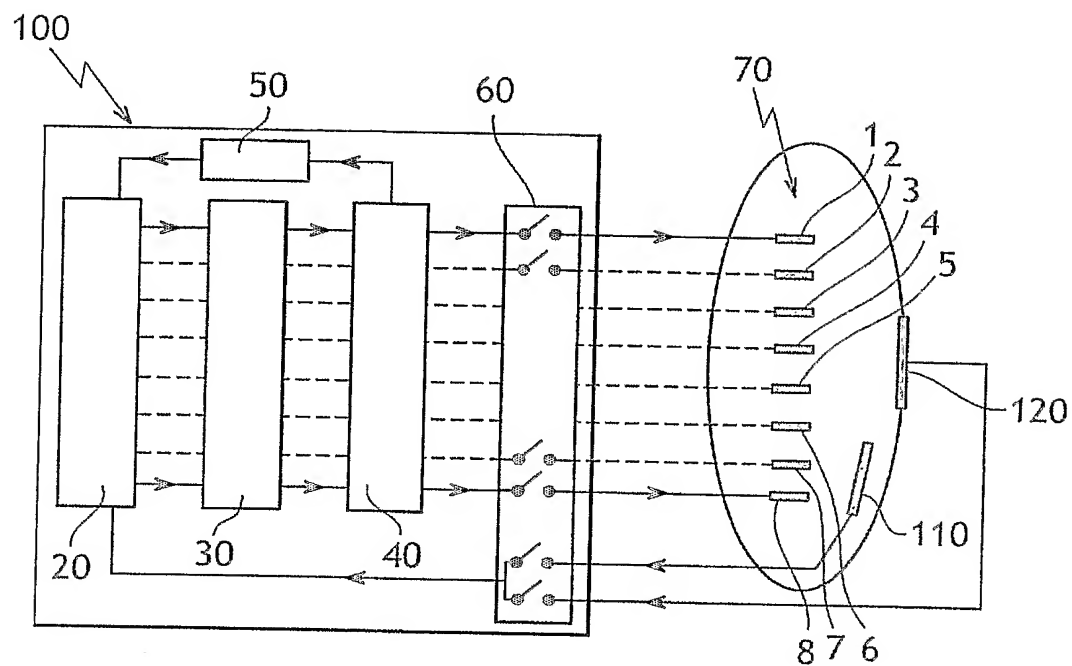


FIG.1

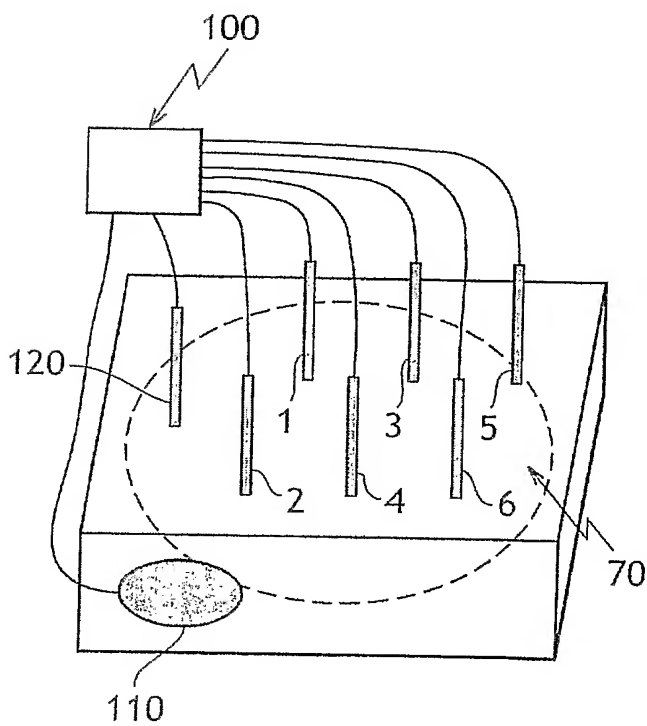


FIG.2

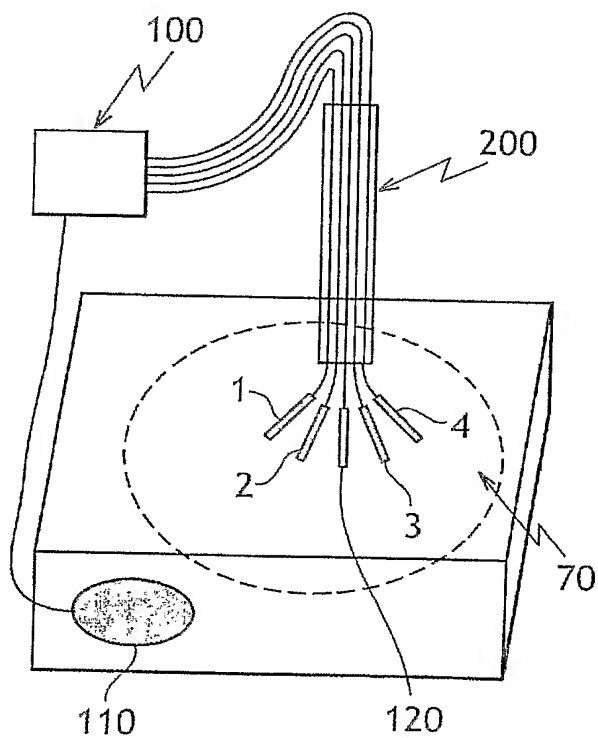
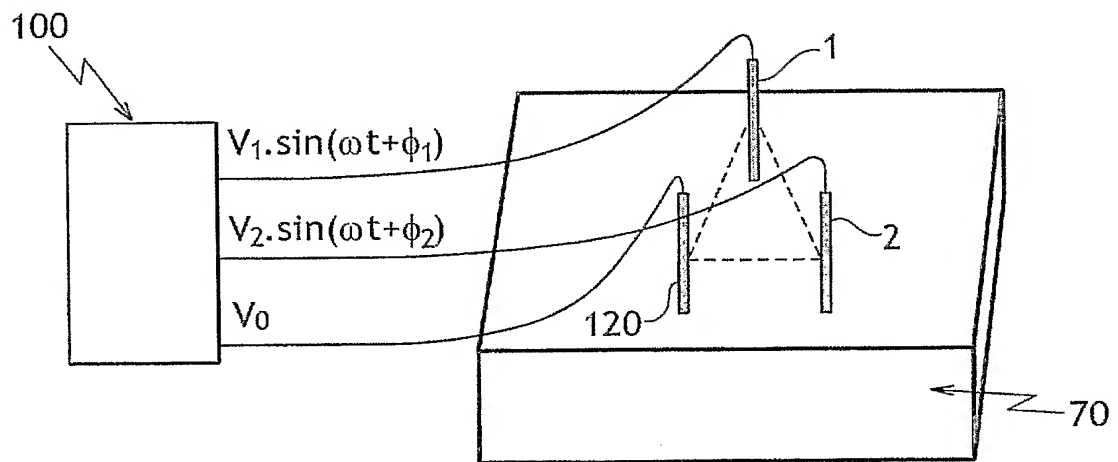
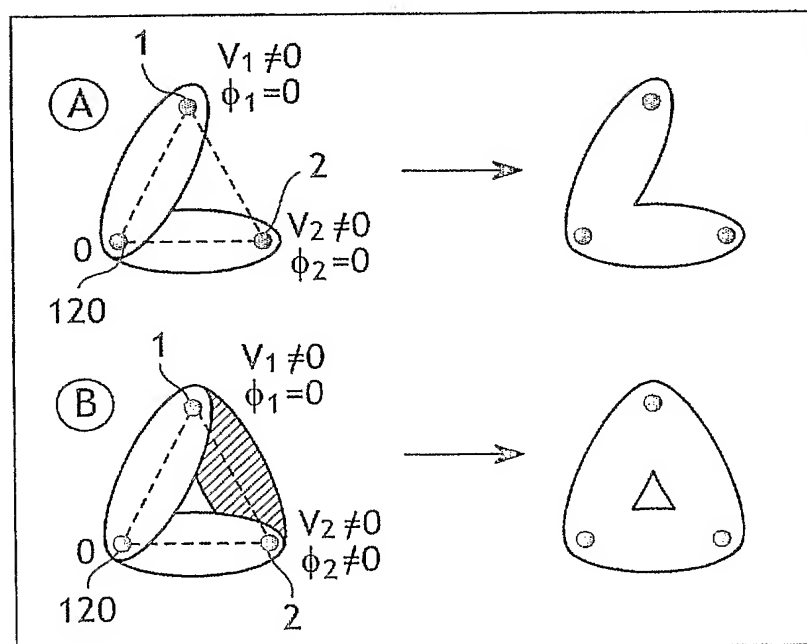


FIG.3

2 / 5

FIG. 4FIG. 5

3/5

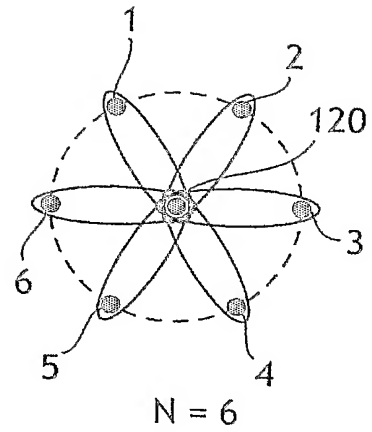
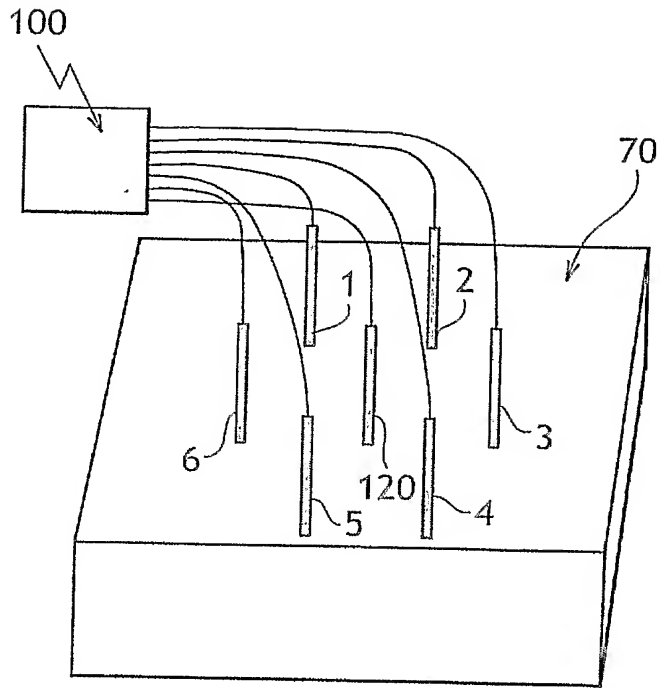


FIG. 6

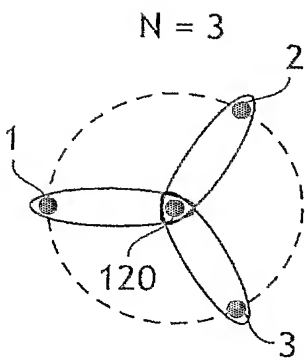


FIG. 7a

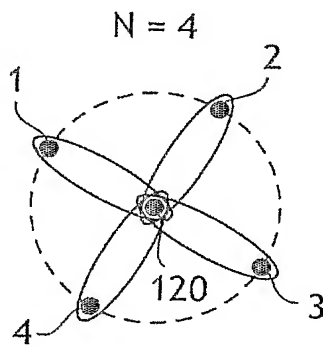


FIG. 7b

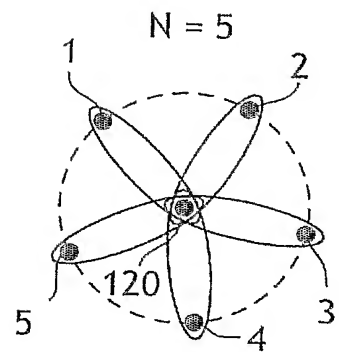


FIG. 7c

4/5

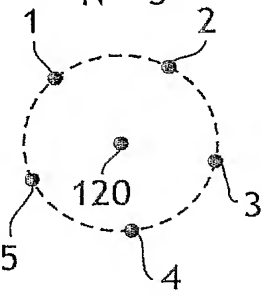
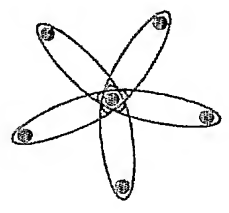
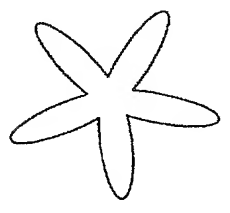
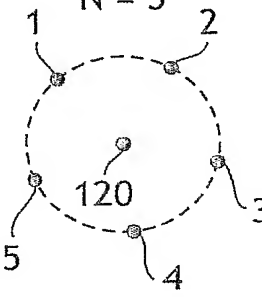
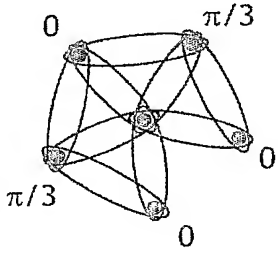
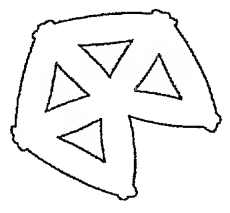
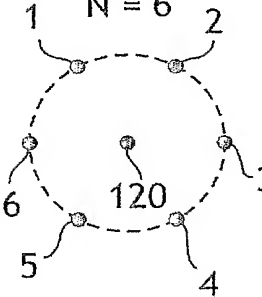
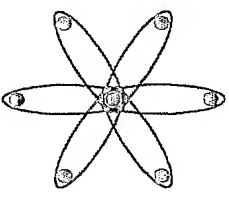
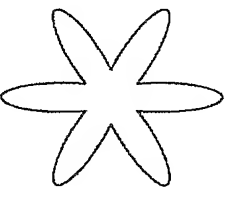
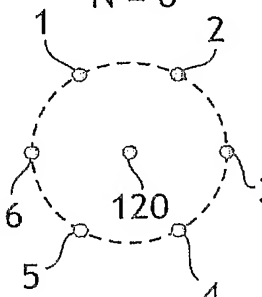
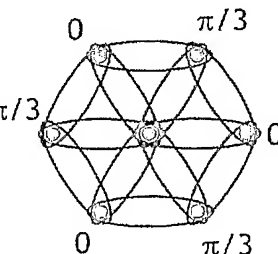
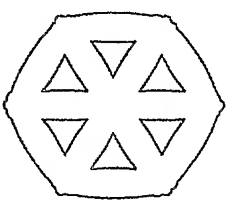
| (a) | (b) | (c) | (d) |
|--|--------------------------------------|---|---|
| <p>C</p> <p>$N = 5$</p>  | $\Phi_i = 0$ |  |  |
| <p>D</p> <p>$N = 5$</p>  | $\Phi_i = \Delta \frac{1+(-1)^i}{2}$ | <p>$\Delta = \pi/3$</p>  |  |
| <p>E</p> <p>$N = 6$</p>  | $\Phi_i = 0$ |  |  |
| <p>F</p> <p>$N = 6$</p>  | $\Phi_i = \Delta \frac{1+(-1)^i}{2}$ | <p>$\Delta = \pi/3$</p>  |  |

FIG.8

5/5

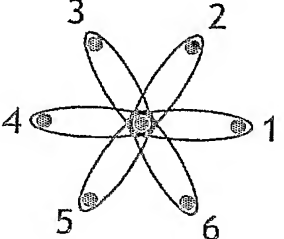
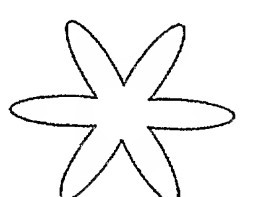
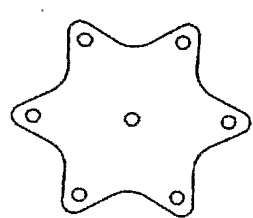
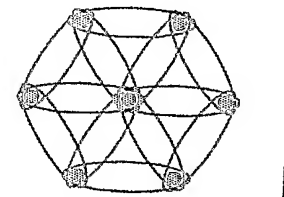
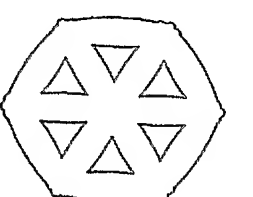
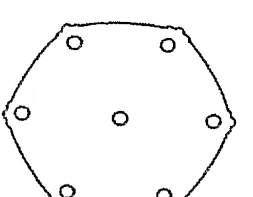
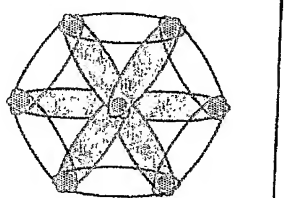
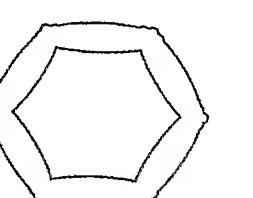
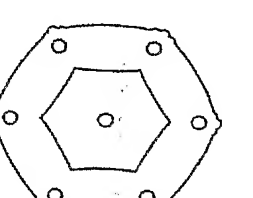
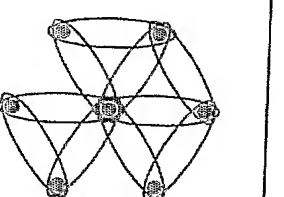
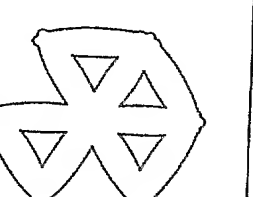
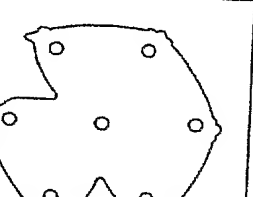
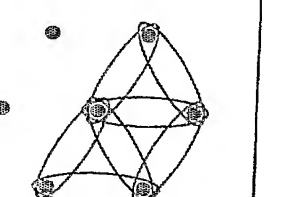

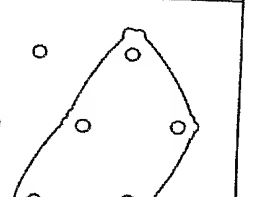
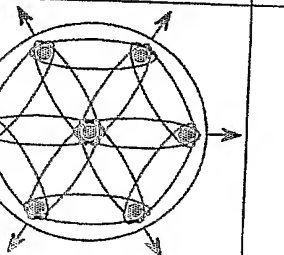
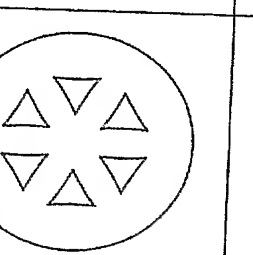
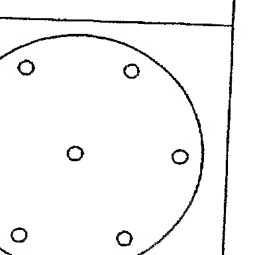
| (b) | (c) | (d) | (e) |
|---|---|--|---|
| E $\Phi_1 = 0 \quad \Phi_2 = 0$ $\Phi_3 = 0 \quad \Phi_4 = 0$ $\Phi_5 = 0 \quad \Phi_6 = 0$ |  |  |  |
| F $\Phi_1 = 0 \quad \Phi_2 = \pi/3$ $\Phi_3 = 0 \quad \Phi_4 = \pi/3$ $\Phi_5 = 0 \quad \Phi_6 = \pi/3$ |  |  |  |
| G $\Phi_1 = 0 \quad \Phi_2 = \pi$ $\Phi_3 = 0 \quad \Phi_4 = \pi$ $\Phi_5 = 0 \quad \Phi_6 = \pi$ |  |  |  |
| H $\Phi_1 = 0 \quad \Phi_2 = \pi/3$ $\Phi_3 = 0 \quad \Phi_4 = 0$ $\Phi_5 = \pi/3 \quad \Phi_6 = \pi/3$ |  |  |  |
| P $\Phi_1 = 0 \quad \Phi_2 = \pi/3$ $\Phi_3 = 0 \quad \Phi_4 = \pi/3$ $\Phi_5 = 0 \quad \Phi_6 = \pi/3$ V_3, V_4 déconnectés |  |  |  |
| Q $\Phi_1 = 0 \quad \Phi_2 = \pi/3$ $\Phi_3 = 0 \quad \Phi_4 = \pi/3$ $\Phi_5 = 0 \quad \Phi_6 = \pi/3$ électrode de retour externe additionnelle |  |  |  |

FIG.9

DÉPARTEMENT DES BREVETS

26 bis, rue de Saint Pétersbourg
75800 Paris Cedex 08

Téléphone : 33 (1) 53 04 53 04 Télécopie : 33 (1) 42 94 86 54

DÉSIGNATION D'INVENTEUR(S) Page N° .1. / 1. . .

(À fournir dans le cas où les demandeurs et
les inventeurs ne sont pas les mêmes personnes)

Cet imprimé est à remplir lisiblement à l'encre noire

DB 113 W / 270601

| | | |
|---|----------------------|----------------------------|
| Vos références pour ce dossier (facultatif) | | |
| N° D'ENREGISTREMENT NATIONAL | | 240735 D21383 MAA |
| TITRE DE L'INVENTION (200 caractères ou espaces maximum) | | |
| DISPOSITIF DE TRAITEMENT D'UN VOLUME DE TISSU BIOLOGIQUE PAR HYPERTHERMIE LOCALISEE | | |
| LE(S) DEMANDEUR(S) : | | |
| IMAGE GUIDED THERAPY : SCIENTIFIQUE UNITEC 1/2 ALLEE DU DOYEN G BRUS PARC 33600 PESSAC - FRANCE | | |
| DESIGNE(NT) EN TANT QU'INVENTEUR(S) : | | |
| 1 Nom | | |
| Prénoms | | QUESSON Bruno |
| Adresse | Rue | Appt 340 30, rue du Tauzin |
| | Code postal et ville | 33000 BORDEAUX FRANCE |
| Société d'appartenance (facultatif) | | |
| 2 Nom | | |
| Prénoms | | DUMONT Erik |
| Adresse | Rue | 24, rue Xaintrailles |
| | Code postal et ville | 33000 BORDEAUX FRANCE |
| Société d'appartenance (facultatif) | | |
| 3 Nom | | |
| Prénoms | | |
| Adresse | Rue | |
| | Code postal et ville | |
| Société d'appartenance (facultatif) | | |
| S'il y a plus de trois inventeurs, utilisez plusieurs formulaires. Indiquez en haut à droite le N° de la page suivi du nombre de pages. | | |
| DATE ET SIGNATURE(S) DU (DES) DEMANDEUR(S) OU DU MANDATAIRE (Nom et qualité du signataire) | | |
|  Christian TEXIER 92-1234 | | |



11-11-11
11-11-11
11-11-11
11-11-11
11-11-11
11-11-11
11-11-11

